https://doi.org/10.58805/itamns.V.1(32)-4

# АНАЛИЗ СИГНАЛА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ: ОБНАРУЖЕНИЕ И ЛОКАЛИЗАЦИЯ ЭКГ-КОМПОНЕНТА

**Д.Т. Кожанова**✉, **Б. Рысбекқызы**, **Н.Н. Синкевич** **С.Д. Дуйсенбекова**

*Received: 15 July 2026*
*Accepted: 03 September 2026*
*Published: 30 September 2026*
*Citation: D.T. Kozhanova, et al. « АНАЛИЗ СИГНАЛА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ: ОБНАРУЖЕНИЕ И ЛОКАЛИЗАЦИЯ ЭКГ-КОМПОНЕНТА ». Information Technologies, Automation, and Management in Natural Sciences, vol. 1, no. 32, Sept. 2026, doi: https://doi.org/10.58805/itamns.V.1(32)-4*
*License CC BY 4.0*

*Карагандинский технический университет им. Абылкаса Сагинова, Караганда, Казахстан*
✉ *Корреспондент-автор: kadirova_dinara@mail.ru*

В работе предложен новый метод выделения и локализации характерных элементов электрокардиографического сигнала на основе схемы нелинейной фильтрации (NLFS). Разработанный подход предназначен для автоматического обнаружения основных компонентов одноканальной ЭКГ и состоит из двух этапов. На первом этапе сформирована математическая модель для определения характерных точек синтетического ЭКГ-сигнала без шумовых помех, включая пик комплекса QRS, а также точки начала и окончания зубцов P и T. На втором этапе предложенная модель была адаптирована для обработки реальных ЭКГ-сигналов, содержащих шумы и артефакты. Оценка эффективности метода выполнена на данных стандартной базы QT-MIT. При обнаружении пиков комплекса QRS достигнуты показатели чувствительности (Se) 98,88 % и положительной прогностической ценности (P+) 98,43 %. Для определения начала зубца P, окончания зубца P и окончания зубца T чувствительность составила 75,16 %, 71% и 90,7% соответственно. Кроме того, были рассчитаны средние значения и стандартные отклонения различий между результатами автоматической обработки и экспертной разметкой. Полученные результаты подтверждают возможность применения предложенного подхода для автоматизированного анализа электрокардиографических сигналов.

**Ключевые слова:** нелинейная фильтрация, обработка сигналов, NLFS, ЭКГ, комплекс QRS, определение зубцов.

# ELECTROCARDIOGRAM SIGNAL ANALYSIS: DETECTION AND LOCALIZATION OF ECG COMPONENTS

**D.T. Kozhanova**✉, **B. Rysbekkyzy**, **N.N. Sinkevich S.D. Duisenbekova**

*Abylkas Saginov Karaganda Technical University, Karaganda, Kazakhstan*
✉ *e-mail: kadirova_dinara@mail.ru*

This paper proposes a method for the detection and localization of characteristic elements of electrocardiographic signals based on a nonlinear filtering scheme (NLFS). The developed approach is intended for the automatic detection of the main components of a single-channel ECG and consists of two stages. At the first stage, a mathematical model was developed to identify characteristic points of a synthetic ECG signal without noise, including the QRS complex peak as well as the onset and offset points of the P and T waves. At the second stage, the proposed model was adapted for processing real ECG signals containing noise and artifacts. The performance of the proposed method was evaluated using the standard QT-MIT database. For QRS complex peak detection, the method achieved a sensitivity (Se) of 98.88% and a positive predictive value (P+) of 98.43%. The sensitivity for detecting the onset of the P wave, the offset of the P wave, and the offset of the T wave was 75.16%, 71%, and 90.7%, respectively. In addition, the mean values and standard deviations of the differences between the automatic detection results and expert annotations were calculated. The obtained

results confirm the applicability of the proposed approach for automated analysis of electrocardiographic signals.

**Keywords:** nonlinear filtering, signal processing, NLFS, electrocardiogram (ECG), QRS complex, wave delineation.

## ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММА СИГНАЛЫН ТАЛДАУ: ЭКГ КОМПОНЕНТТЕРІН АНЫҚТАУ ЖӘНЕ ЛОКАЛИЗАЦИЯЛАУ

**Д.Т. Кожанова**✉, **Б. Рысбекқызы**, **Н.Н. Синкевич С.Д. Дүйсенбекова**

*Әбілқас Сағынов атындағы Қарағанды техникалық университеті, Қарағанды, Қазақстан*
✉ *e-mail: kadirova_dinara@mail.ru*

Жұмыста сызықтық емес сүзгілеу сұлбасына (NLFS) негізделген электрокардиографиялық сигналдың сипаттамалық элементтерін бөліп алу және локализациялау әдісі ұсынылған. Әзірленген тәсіл бірарналы ЭКГ-ның негізгі компоненттерін автоматты түрде анықтауға арналған және екі кезеңнен тұрады. Бірінші кезеңде QRS кешенінің шыңын, сондай-ақ P және T тістерінің басталу және аяқталу нүктелерін қамтитын, шу әсері жоқ синтетикалық ЭКГ-сигналының сипаттамалық нүктелерін анықтауға арналған математикалық модель құрылды. Екінші кезеңде ұсынылған модель шу мен артефактілерді қамтитын нақты ЭКГ-сигналдарын өңдеуге бейімделді. Әдістің тиімділігі QT-MIT стандартты деректер қоры негізінде бағаланды. QRS кешенінің шыңдарын анықтау кезінде сезімталдық (Se) көрсеткіші 98,88 %, ал оң болжамдық құндылық (P+) 98,43 % болды. P тісінің басталуын, P тісінің аяқталуын және T тісінің аяқталуын анықтау үшін сезімталдық сәйкесінше 75,16 %, 71 % және 90,7 % құрады. Сонымен қатар, автоматты өңдеу нәтижелері мен сарапшылар белгілеген мәндер арасындағы айырмашылықтардың орташа мәндері мен стандартты ауытқулары есептелді. Алынған нәтижелер ұсынылған тәсілді электрокардиографиялық сигналдарды автоматтандырылған талдау жүйелерінде қолдану мүмкіндігін растайды.

**Түйін сөздер:** сызықтық емес сүзгілеу, сигналдарды өңдеу, NLFS, электрокардиограмма (ЭКГ), QRS кешені, ЭКГ тістерін анықтау.

**Введение.** Автоматический анализ электрокардиографических сигналов является одной из актуальных задач биомедицинской инженерии.

Точность определения комплекса QRS, а также границ зубцов P и T непосредственно влияет на качество диагностики сердечно-сосудистых заболеваний.

Для решения данной задачи предложены методы, основанные на вейвлет-анализе [1], байесовском подходе [2] и алгоритмах машинного обучения [3].

Несмотря на достигнутые результаты, проблема повышения точности локализации характерных точек ЭКГ в условиях шумов остается актуальной.

Целью настоящей работы является разработка метода выделения характерных элементов ЭКГ на основе схемы нелинейной фильтрации (NLFS) и оценка его эффективности на сигналах базы данных QT MIT.

**Материалы и методы.** Электрокардиографический сигнал состоит из нескольких характерных компонентов, отражающих электрическую активность сердца. Основными элементами ЭКГ являются зубец P, комплекс QRS и зубец T. Структура нормального электрокардиографического сигнала представлена на рисунке 1. Зубец P характеризует процесс деполяризации предсердий, комплекс QRS соответствует деполяризации желудочков, а зубец T отражает процесс их реполяризации.

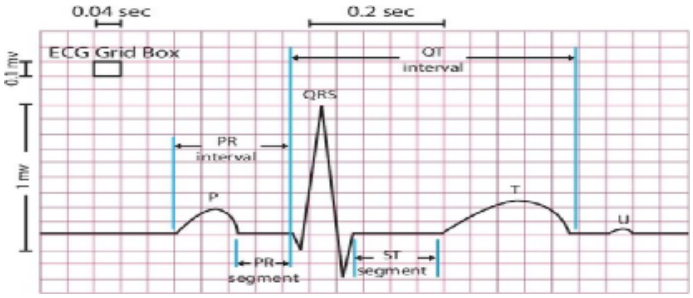



**Рис. 1 - Нормальное представление ЭКГ-сигнала, состоящее из зубца P, комплекса QRS, зубцов T и U. Показаны различные интервалы с указанием медицинской шкалы**

Для анализа сердечного ритма и диагностики сердечно-сосудистых заболеваний важное значение имеют положения пиков, а также точки начала и окончания указанных компонентов сигнала.

Для автоматического выделения характерных элементов ЭКГ в работе использована одномерная схема нелинейной фильтрации (1D Nonlinear Filtering Scheme, NLFS) [4]. Данный подход позволяет выполнять обнаружение переходных участков сигнала и одновременно снижать влияние шумов.

Для декомпозиции сигнала используются два детекторных фильтра:

$$F_+(z) = 1 - z^{-1}; F_- - (z) = -F(z-1), \quad (1)$$

где $F_+(z)$ и $F_-(z)$ представляют два детекторных фильтра, используемых для выделения возрастающих и убывающих переходов сигнала.

После применения нелинейного порогового оператора формируются два сигнала:

$$Y_+ = T(F_+(z)S(z)); Y_- = -T(F_-(z)S(z)), \quad (2)$$

где $(S(z))$ представляет исходный электрокардиографический сигнал.

Сигнал $Y_+$содержит информацию о возрастающих переходах сигнала, а сигнал $Y_-$ — об убывающих переходах. Такое разделение позволяет анализировать различные типы изменений сигнала независимо друг от друга и уменьшает вычислительную сложность последующей обработки. Принцип работы схемы NLFS и результаты разделения сигнала на возрастающие и убывающие переходы показаны на рисунках 2 и 3.

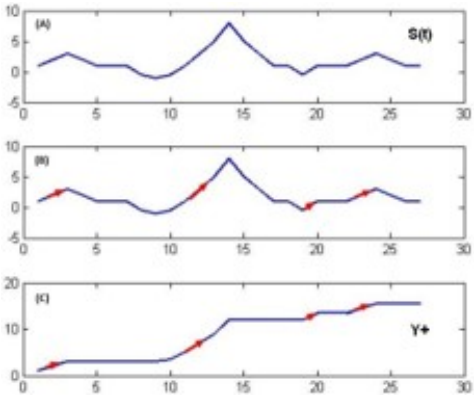



**Рис. 2 - (A) Исходный сигнал S(t), (B) Локальные положения возрастающих изменений сигнала S(t), (C) Сигнал $Y_+$ отражающий положения локализации участков нарастания сигнала S(t)**

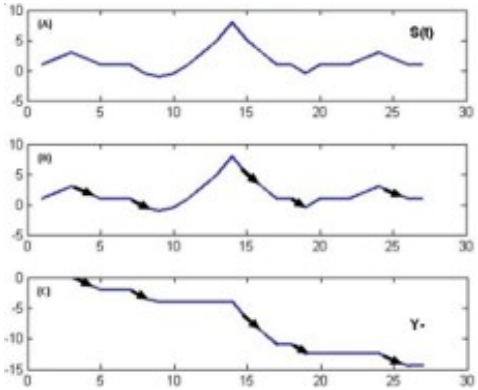



**Рис. 3 - (A) Исходный сигнал S(t), (B) Локальные положения убывающих изменений сигнала S(t), (C) Сигнал $Y_-$ отражающий положения локализации участков убывания сигнала S(t)**

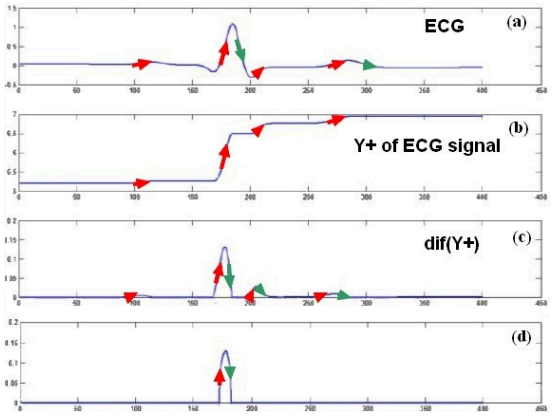



**Рис. 4 - (a) Исходный ЭКГ-сигнал; (b) $Y_+$: возрастающие изменения ЭКГ-сигнала; (c) $dif(Y_+)$: производная сигнала $Y_+$; (d) T;;$dif(Y_+)$: пороговая обработка сигнала $dif(Y_+)$ для локализации комплекса QRS**

Обнаружение комплекса QRS является начальным этапом анализа ЭКГ. После применения схемы NLFS формируется сигнал $Y_+$, который подвергается дифференцированию. В результате формируется сигнал $dif(Y_+)$, представляющий собой производную сигнала $Y_+$. Полученный сигнал проходит про-

цедуру пороговой обработки, в результате чего сохраняются только наиболее выраженные переходы, соответствующие восходящим участкам комплекса QRS. Пороговое значение, определяется как 60% от максимального значения производной сигнала. После пороговой обработки выполняется линейный поиск, позволяющий определить положения пиков комплекса QRS. Найденные точки используются для вычисления интервалов RR и формирования областей поиска зубцов P и T. Основные этапы обнаружения комплекса QRS представлены на рисунке 4.

После определения положения комплексов QRS формируются поисковые окна для локализации зубцов P и T. Границы окна для зубца P определяются на основе положения пика R и интервала RR. Аналогичным образом формируются области поиска для зубца T:

$$P_{on} = Pos(R) - 40ms; P_{end} = Pos(R) - \frac{RR}{2}, (3)$$

$$T_{on} = Pos(R) + 40ms; T_{end} = Pos(R) + \frac{RR}{2}, (4)$$

где $P_{on}$ и $T_{on}$ обозначают начальные границы поисковых окон, $P_{end}$ и $T_{end}$- конечные границы поисковых окон, а $RR$представляет интервал между двумя соседними R-пиками.

Для определения начала зубцов используется сигнал $Y_+$, а для определения окончания сигнал $Y_+$. В пределах поисковых окон выполняется вычисление производных, по которым локализуются характерные точки зубцов. Примеры локализации начала и окончания зубца P приведены на рисунках 5 и 6 соответственно:

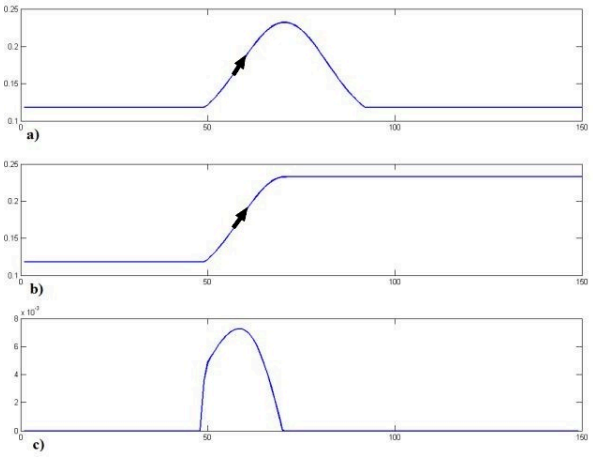



**Рис. 5 - (a) Зубец P, (b) Сигнал $Y_+$, отражающий участки нарастания зубца P, (c) $\mathrm{d}(Y_+)$: производная сигнала $Y_+$**

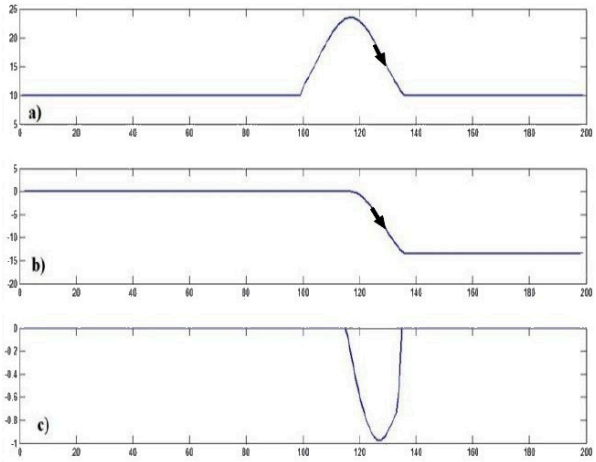



**Рис. 6 - (a) Зубец P, (b) Сигнал $Y_+$, отражающий участки спада зубца P, (c) $dif(Y_-)$: производная сигнала $Y_-$**

Для обработки реальных ЭКГ-сигналов перед применением схемы NLFS использовался фильтр скользящего среднего, позволяющий уменьшить влияние шумов и артефактов [5]. После фильтрации выполнялось вычисление производной сигнала и формирование характеристического сигнала. Для повышения устойчивости алгоритма к шумам производная вычислялась с увеличенным шагом, соответствующим 32 мс. Такой подход позволил уменьшить влияние случайных колебаний сигнала и повысить точность определения начала и окончания зубцов P и T.

В результате был сформирован единый алгоритм автоматического обнаружения комплекса QRS и локализации характерных точек зубцов P и T на реальных электрокардиографических сигналах [6].

**Результаты и обсуждение.** Оценка эффективности предложенного метода выполнена на сигналах базы данных QT MIT, содержащей экспертную разметку комплексов QRS, а также зубцов P и T [7]. Данная база данных была специально разработана для валидации алгоритмов определения границ зубцов ЭКГ и включает разметку, выполненную кардиологами. Для проведения экспериментов были выбраны двенадцать записей, содержащие около 300 размеченных сердечных циклов.

Для количественной оценки качества локализации использовались показатели средней ошибки (ME), стандартного отклонения ошибки (SD), чувствительности (Se) и положительной прогностической ценности (P+). В качестве критерия оценки использовались допустимые значения стандартного отклонения ошибки локализации, рекомендован-

ные специалистами для автоматизированных систем анализа ЭКГ [8]. Предельные значения ошибок для различных характерных точек сигнала представлены в таблице 1:

Результаты тестирования предложенного метода на подмножестве базы QT MIT представлены в таблице 2. Для оценки качества локализации использовались показатели средней ошибки (ME), стандартного отклонения (SD), чувствительности (Se) и положительной прогностической ценности (P+).

**Таблица 1 – Допустимые значения стандартного отклонения ошибки локализации характерных точек ЭКГ**

| Локализациия | Начало P | Конец P | Начало QRS | Конец QRS | Конец T |
|---|---|---|---|---|---|
| σ, мс | 10,2 | 12,7 | 6,5 | 11,6 | 30,6 |

**Таблица 2 – Результаты тестирования метода**

| Локализация/параметр | ME (мс) | SD (мс) | Se (%) | P+ (%) |
|---|---|---|---|---|
| Начало зубца P | 1,48 | 11,55 | 75,16 | 75,16 |
| Конец зубца P | −1,75 | 13,57 | 71,00 | 71,00 |
| Пик комплекса QRS | −3,25 | 2,49 | 98,43 | 98,88 |
| Конец зубца T | −7,93 | 12,40 | 90,70 | 90,70 |

Полученные результаты свидетельствуют о высокой эффективности предложенного подхода при обнаружении комплекса QRS. Для определения положения пика QRS достигнуты значения чувствительности 98,43 % и положительной прогностической ценности 98,88 %. Средняя ошибка локализации составила −3,25 мс при стандартном отклонении 2,49 мс, что подтверждает высокую точность обнаружения основных элементов сердечного цикла.

Наиболее сложной задачей оказалась локализация начала и окончания зубца P. Для начала зубца P чувствительность составила 75,16 %, а для окончания - 71 %. Снижение точности по сравнению с обнаружением комплекса QRS объясняется низкой амплитудой зубца P, существенным влиянием шумов и вариабельностью её морфологии.

Для определения окончания зубца T были получены более высокие показатели. Чувствительность составила 90,7 %, а стандартное отклонение ошибки не превысило 12,4 мс. Следует отметить, что база данных QT MIT не содержит экспертной разметки начала зубца T, поэтому количественная оценка данного параметра не проводилась.

**Таблица 3 – Сравнение результатов предложенного метода с существующими алгоритмами**

| Метод | Параметр | Начало зубца P | Конец зубца P | Комплекс QRS | Конец зубца T |
|---|---|---|---|---|---|
| Предлагаемый метод (NLFS) | Se (%) | 75,16 | 71,00 | 98,88 | 90,70 |
| | P+ (%) | 75,16 | 71,00 | 98,88 | 90,70 |
| | m ± s (мс) | 1,48 ± 11,5 | −1,7 ± 13,5 | −3,2 ± 2,48 | −7,9 ± 12,3 |
| Вейвлет-преобразование (WT) | Se (%) | 98,87 | 98,75 | 99,92 | 99,77 |
| | P+ (%) | 91,03 | 91,03 | 99,88 | 97,79 |
| | m ± s (мс) | 2,0 ± 14,8 | 1,9 ± 12,8 | Н/Д | −1,6 ± 18,1 |
| Метод низкочастотного дифференцирования (LPD) | Se (%) | 97,70 | 97,70 | Н/Д | 99,90 |
| | P+ (%) | 91,17 | 91,17 | Н/Д | 97,71 |
| | m ± s (мс) | 14,0 ± 13,3 | −0,1 ± 12,3 | Н/Д | 13,5 ± 27,0 |
| Байесовский метод | Se (%) | 99,60 | 99,60 | Н/Д | 100,00 |
| | P+ (%) | Н/Д | Н/Д | Н/Д | Н/Д |
| | m ± s (мс) | 1,7 ± 10,8 | 2,5 ± 11,2 | Н/Д | 2,7 ± 13,5 |

Сравнение предложенного подхода с известными алгоритмами, основанными на вейвлет-преобразовании, методе низкочастотного дифференцирования и байесовском подходе, представлено в таблице 3 [8]:

Сравнительный анализ показывает, что предложенный метод уступает современным алгоритмам по точности локализации начала и окончания зубца P. Однако для обнаружения комплекса QRS и окончания зубца T получены результаты, сопоставимые с показателями известных методов [9].

Несмотря на несколько более низкие количественные показатели, предложенный метод обладает рядом преимуществ. В работе впервые применена схема нелинейной фильтрации NLFS для декомпозиции электрокардиографического сигнала на составляющие, содержащие информацию о возрастающих и убывающих переходах. Такой подход позволяет существенно упростить задачу поиска характерных точек сигнала. Кроме того, алгоритм использует только один канал ЭКГ и характеризуется низкой вычислительной сложностью, что делает его пригодным для систем мониторинга в режиме реального времени.

К ограничениям метода относятся использование фиксированного порога при обнаружении комплекса QRS, зависимость локализации зубцов P и T от корректности обнаружения комплекса QRS, а также сложности обработки инвертированных и двухфазных зубцов. Повышение точности алгоритма может быть достигнуто за счёт использования адаптивного порога, динамического формирования поисковых окон и дополнительных процедур подавления шумов [10].

**Выводы.** В работе предложен метод автоматического обнаружения комплекса QRS и локализации характерных точек зубцов P и T на основе схемы нелинейной фильтрации NLFS. Особенностью подхода является декомпозиция электрокардиографического сигнала на составляющие, содержащие информацию о возрастающих и убывающих переходах, что позволяет упростить процедуру выделения характерных точек.

Оценка метода на сигналах базы данных QT MIT показала высокую эффективность обнаружения комплекса QRS и окончания зубца T. Для локализации начала и окончания зубца P получены менее высокие показатели, что обусловлено низкой амплитудой данных компонентов и их чувствительностью к шумам.

Полученные результаты подтверждают перспективность применения схемы NLFS в задачах автоматического анализа ЭКГ. Дальнейшие исследования будут направлены на разработку адаптивных методов пороговой обработки, совершенствование процедуры локализации зубцов P и T, а также повышение устойчивости алгоритма к различным типам помех.

**Литература**


1. Martinez J.P., Almeida R., Olmos S., Rocha A.P., Laguna P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. - 2004. - 51(4). - P. 570-581. DOI 10.1109/TBME.2003.821031.
2. Hedayioglu F.L., Jafari M.G., Mattos S.S., Plumbley M.D., Coimbra M.T. Separating sources from sequentially acquired mixtures of heart signals // Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP) (Prague, Chech Republic (22 may 2011-Vol.2.- P. 653–656. DOI 10.1109/ICASSP.2011.5946488.
3. Elgendi M. Fast QRS Detection with an Optimized Knowledge-Based Method: Evaluation on 11 Standard ECG Databases//PLoS ONE. −2013.- Vol.8(9): e73557. DOI 10.1371/journal.pone.0073557.
4. Kohler B.-U., Hennig C., Orglmeister R. The principles of software QRS detection // IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. - 2002. - 21(1). - P. 42-57. DOI 10.1109/51.993193.
5. Elgendi M. Fast QRS Detection with an Optimized Knowledge-Based Method: Evaluation on 11 Standard ECG Databases//PLoS ONE. 2013.-Vol. 8(9): e73557. DOI 10.1371/journal.pone.0073557.
6. Laguna P., Mark R.G., Goldberg A., Moody G.B. A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG // Computers in Cardiology. - 1997. - P. 673–676. DOI 10.1109/CIC.1997.648140.
7. McSharry P.E., Clifford G.D., Tarassenko L., Smith L. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. −2003. - 50(3). - P. 289-294. DOI 10.1109/TBME.2003.808805.

8. Moody G.B., Mark R.G. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database \// IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. - 2001. - 20(3). - P. 45-50. DOI 10.1109/51.932724.
9. Liu F., Liu C., Zhao L., Zhang X., Wu X., Xu X., Liu Y., Ma C. An Open Access Database for Evaluating the Algorithms of Electrocardiogram Rhythm and Morphology Abnormality Detection // Journal of Medical Imaging and Health Informatics. - 2018. - 8(7). - P. 1368-1373. DOI 10.1166/jmihi.2018.2442.
10. Joung C., Kim M., Paik T., Kong S.H. Deep Learning Based ECG Segmentation for Delineation of Diverse Arrhythmias // PLoS ONE. 2024.-19(6): e0303178. DOI 10.1371/journal.pone.0303178.

***Информация об авторах***

Кожанова Д.Т. - Әбілқас Сағынов атындағы Қарағанды техникалық университетінің аға оқытушысы, Қарағанды, Қазақстан; kadirova_dinara@mail.ru;

Рысбекқызы Б. - PhD, Әбілқас Сағынов атындағы Қарағанды техникалық университетінің доцент м.а., Қарағанды, Қазақстан, e-mail: bakhytgulz@mail.ru;

Дүйсенбекова С.Д. - Әбілқас Сағынов атындағы Қарағанды техникалық университетінің оқытушысы, Қарағанды, Қазақстан, e-mail:d.salta.d@mail.ru;

Синкевич Н.Н. - Әбілқас Сағынов атындағы Қарағанды техникалық университетінің аға оқытушысы, Қарағанды, Қазақстан, e-mail: snn2006@mail.ru.

***Information about authors***

Kozhanova D.T. - Senior lecturer, Abylkas Saginov Karaganda Technical University, Karaganda, Kazakhstan; kadirova_dinara@mail.ru;

Rysbekkyzy B. - PhD, Acting Associate Professor, Abylkas Saginov Karaganda Technical University, Karaganda, Kazakhstan, e-mail: Bakhytgulz@mail.ru;

Duisenbekova S.D. – teacher, Abylkas Saginov Karaganda Technical University, Karaganda, Kazakhstan, e-mail d.salta.d@mail.ru;

Sinkevich N.N. - Senior lecturer, Abylkas Saginov Karaganda Technical University, Karaganda, Kazakhstan, e-mail: snn2006@mail.ru.